

Sílvia Oliveira Lima

**Efeito da compressão isquémica no ponto
gatilho do trapézio superior no controlo
motor do ombro**

Orientador: Andreia Sousa

Co-orientador: Natália Campelo

Mestrado em Fisioterapia

Opção Terapia Manual Ortopédica

setembro de 2015

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Sílvia Oliveira Lima

**Efeito da compressão isquémica no ponto gatilho do
trapézio superior no controlo motor do ombro**

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Terapia Manual Ortopédica, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sousa, da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

setembro de 2015

Efeito da compressão isquémica no ponto gatilho do trapézio superior no controlo motor do ombro

Sílvia Lima¹, Andreia Sousa², Natália Campelo²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

Resumo

Introdução: A síndrome dolorosa miofascial (SDM) é uma das causas mais comuns de dor com origem músculo-esquelética, devendo-se sobretudo à existência de pontos gatilho (PG) miofasciais. O PG no músculo trapézio superior (TS), sob a sua forma latente, tem repercussões no equilíbrio muscular do complexo articular do ombro. A intervenção sobre este PG, através da compressão isquémica poderá ter benefícios no próprio músculo e no controlo motor do complexo articular do ombro. **Objetivos:** Pretende-se estudar a influência da intervenção no PG latente do músculo TS no controlo motor do ombro, analisando as alterações ao nível do *timing* de ativação muscular, das sequências em que o músculos ativam e do nível de atividade muscular ao longo do movimento. **Métodos:** Foi realizado um estudo do tipo experimental, aleatório e controlado com uma amostra dividida em dois grupos, grupo experimental (n=15) e grupo controlo (n=14). No grupo experimental foi realizada a técnica de compressão isquémica no PG do TS e no grupo controlo um procedimento *placebo*. Antes e após a intervenção foi recolhida a atividade eletromiográfica dos músculos grande dentado (GD), infra-espinhoso (IE), deltóide médio (DM), trapézio superior (TS) e trapézio inferior (TI), assim como os dados cinemáticos, durante o movimento de elevação do ombro no plano da omoplata. Foi analisado o *timing* de ativação muscular, as sequências de ativação e o nível de ativação muscular ao longo do arco de movimento, através da magnitude normalizada à contração muscular voluntária máxima.

Resultados: Foi observada uma maior pré ativação do músculo GD, no grupo experimental após a intervenção (p=0,025) relativamente ao primeiro momento de avaliação. É de notar que após a intervenção, no GE, todos os músculos passaram a ativar no período típico dos ajustes posturais antecipatórios, não tendo o mesmo sido observado no grupo de controlo. Após a técnica, 37% dos indivíduos do grupo experimental passaram a ativar o GD em primeiro lugar, quando apenas um sujeito o fazia antes da intervenção. Destaca-se também um predomínio de 32% nas últimas posições, após a técnica, dos músculos trapézio superior e inferior. No GC não se verifica nenhuma tendência após a intervenção. Foram ainda observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nos arcos de movimento onde foi atingido 20% da contração isométrica voluntária máxima (CMVI) nos músculos DM (p=0,002), na primeira avaliação, e IE (p=0,021), após a intervenção, com um atraso da ativação do IE para valores superiores a 20% da CMVI. **Conclusão:** A compressão isquémica reflete-se na antecipação da atividade do músculo GD e num atraso do aumento da magnitude da atividade do IE para valores moderados,

Palavras-chave: Controlo motor; síndrome dolorosa miofascial; compressão isquémica.

Abstract

Background: The myofascial pain syndrome (MPS) is one of the most common causes of pain with musculoskeletal origin, mainly due to the existence of myofascial trigger points (TP). TP in upper trapezius (UT) muscle, in its latent form, has repercussions on muscular balance of shoulder joint complex. The intervention on this TP, by ischemic compression may have benefits in this muscle but also in global motor control of shoulder complex joint. **Aim(s):** The aim is to study the influence of intervention on latent TP of UT muscle in motor control of shoulder, analysing muscle activation timing, muscle activation sequences and the level of muscular activity during movement. **Methods:** An experimental, random and controlled study was performed involving two groups, the experimental group (EG); n=15; and the control group (CG); n=14. In the experimental group ischemic compression technique was performed in the TP of UT and in the control group a placebo procedure was applied. Before and after the intervention the electromyography activity of serratus anterior (SA) muscle, infraspinatus (IS), middle deltoid (MD), upper trapezius (UT) and lower trapezius (LT), as well as kinematic data was measured during the shoulder lifting in the scapula plan. The timing of muscular activation, the muscle activation sequences and the level of muscular activation along the movement arch, normalized magnitude to maximum voluntary muscular contraction, were calculated.

Results: A pre-activation of SA muscle, in experimental group after an intervention ($p=0,025$) was observed. It should be noted that after the intervention, all the muscles began to activate in the typical period of anticipatory postural adjustments in the EG, while the same was not observed for the CG. After the technique, 37% of the subjects of EG started to activate the SA in first place, when only one subject did it before the intervention. It was also noted a prevalence of 32% of UT and LT in the last positions, after the technique. In CG any tendency was observed after the intervention. Statistically significant differences were observed between the groups in the movement arches where it was reached a maximum amplitude of 20% of CIVM in MD muscle ($p=0,002$), in the first evaluation, and in IE ($p=0,0021$), after intervention, with an anticipation of IE increase action above 20% of CIVM. **Conclusion:** Ischemic compression is reflected in an anticipation of SA muscle activity and in a later increase of IE activity to moderate levels.

Keywords: Motor control, myofascial pain syndrome, ischemic compression.

1 Introdução

A compreensão da disfunção do controlo motor associada a diferentes distúrbios do complexo articular do ombro constitui um desafio. No entanto, a evidência de que estes distúrbios surgem em jovens adultos, associado ao seu impacto socioeconómico e familiar torna premente a identificação de estratégias na área da reabilitação eficazes na redução da disfunção. A realização de estudos que permitam assim identificar uma rápida solução destas problemáticas torna-se fundamental.

A síndrome dolorosa miofascial (SDM) é uma das causas mais comuns de dor com origem músculo-esquelética, devido a uma disfunção neuromuscular local, caracterizada pela existência de um ponto gatilho sob a forma de uma área sensível em forma de banda ou nódulo, que provoca uma dor referida (Gerwin, 2001; Yeng, Kazyama, & Teixeira, 2001). É possível encontrar pontos gatilho (PG) no tecido muscular, em fáscias, ligamentos e cápsulas articulares. Os sintomas associados à sua existência são sobretudo dor, hipersensibilidade, diminuição da amplitude articular e alterações de toda a função motora circundante (Gerwin, 2001; Yeng, Kazyama, & Teixeira, 2001). Com base em estudos histológicos e eletrodiagnósticos tem sido aceite que os PG se tratam de uma disfunção neuromuscular da placa motora de uma fibra muscular esquelética extrafusar (Simons, et al., 1999). O PG pode ser ativo ou latente. Diz-se que é ativo quando reproduz as queixas do paciente em repouso. Por seu lado é latente quando não produz quaisquer sintomas, contudo, aquando da compressão pode evidenciar a sintomatologia típica associada no local ou de forma referida. A transformação de PG latentes em ativos é o processo necessário para a existência de SDM (Borg-Stein & Simons, 2002; Pongratz & Sievers, 2000; Simons, et al., 1999).

A existência de PG miofasciais nos músculos do complexo articular do ombro é comum, principalmente devido à grande solicitação que lhes é feita diariamente, sobretudo em amplitudes e posturas pouco vantajosas para a sua função. Este é um facto que poderá conduzir a uma alteração significativa de toda a harmonia muscular necessária para a dinâmica escapulo-umeral, que se repercute das alterações geradas pela sequência de ativação muscular, do recrutamento e do nível de atividade de cada músculo (Lucas, Rich, & Polus, 2008; Hains, 2002; Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003). As alterações do controlo motor oriundas deste tipo de problemática poderão ser justificadas sobretudo pelo impacto que a dor tem no circuito neuronal envolvido no processo de recrutamento muscular, que por sua vez vai induzir um sinal inibitório, levando à diminuição/inibição da atividade muscular (Petty & Moore, 2008). No entanto, também os PG latentes estão associados a um aumento da atividade intramuscular de músculos sinergistas, o que pode resultar numa atividade muscular

incoerente nestes músculos, que induz o aparecimento de estratégias de controlo motor prejudiciais e propagação espacial da dor (Monterde, Ge, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2014). De facto, foi demonstrado que a presença de PG latentes em pelo menos um dos músculos que realiza rotação superior da omoplata, provoca alterações no tempo de ativação muscular, no próprio músculo, mas também naqueles que se encontram funcionalmente relacionados (Lucas, Rich, & Polus, 2008).

A compressão isquémica é uma técnica de tratamento de PG miofasciais, que consiste na compressão manual do ponto gatilho miofascial de forma a obter a sua inibição. Tem sido defendido que esta técnica, equaliza o comprimento dos sarcómeros e produz hiperemia da região do PG miofascial, produzindo desta forma um relaxamento gradual da tensão dentro da zona do PG, não impondo tensão adicional no resto da banda tensa, além de ocorrer um possível aumento da circulação sanguínea local (Fernández-de-las-Peñas C. , Alonso-Blanco, Fernández-Carnero, & Miangolarra-Page, 2006; Hong, 2006) .

A elevada prevalência de PG miofasciais latentes em sujeitos assintomáticos (40 a 93%) (C. Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, Fernández-Carnero, et al., 2006; C. Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, & Miangolarra, A2007; Lucas, et al., 2004), associada ao risco de aparecimento de PG miofascial ativo, com reprodução de dor (C. Z. Hong & Simons, 1998; Lucas, 2008) torna relevante uma abordagem nos PG miofasciais latentes do ponto de vista preventivo (Ge, Zhang, et al., 2008; Lucas, et al., 2004). Alguns estudos já realizados demonstram que uma intervenção direcionada aos PG miofasciais latentes é benéfica, conseguindo alterar o meio bioquímico dos mesmos, quebrar o ciclo neurológico que é criado pela formação da banda tensa, tendo sido provado que também os PG gatilho latentes conseguem enviar informação sensorial através do sistema fuso muscular (Ge, Zhang, et al., 2008), assim como interferir nos tempos de ativação muscular, estudados principalmente no movimento de abdução (Lucas, et al., 2004; Lucas, et al., 2010). Tendo em consideração a informação apresentada, este trabalho pretende estudar a influência da intervenção no PG miofascial latente no TS, no controlo motor do complexo articular do ombro, visto que já vários autores sugeriram a existência de desequilíbrios entre agonistas/antagonistas (Ibarra, et al., 2011), antecipação da fadiga muscular e modificações no recrutamento muscular da articulação (Ge, et al., 2012; Ibarra, et al., 2011; Lucas, 2008; Lucas, et al., 2004). Especificamente, este estudo tem como objetivo avaliar o efeito da compressão isquémica nos *timings* de ativação, sequências de ativação e duração da ativação em diferentes níveis de magnitude relativa.

Este estudo quer desta forma contribuir com uma base de conhecimento que permita perceber melhor a influência da técnica de compressão isquémica miofascial, não somente no músculo TS, mas também obter informação acerca das alterações na dinâmica dos restantes

músculos da cintura escapular, especialmente os músculos estabilizadores. Desta forma, este trabalho trará informação relevante para a prática clínica, até mesmo no sentido preventivo de distúrbios do controlo motor do complexo do ombro.

2 Métodos

2.1 *Desenho do estudo*

O presente estudo é do tipo experimental, aleatório e controlado. A identificação dos PG latente e a intervenção foi realizada pelo investigador principal experiente na área da SDM, de forma cega. O investigador principal tinha conhecimento do grupo a que pertencia cada sujeito, embora não tivesse conhecimento do resultado das avaliações realizadas. Os restantes investigadores não assistiram a estes procedimentos, nem sabiam a que grupo cada indivíduo estava alocado. Os participantes não sabiam a que grupo pertenciam nem que resultados eram esperados, garantindo a cegueira dos participantes.

2.2 *Amostra*

A amostra do presente estudo foi constituída por estudantes voluntários da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP), de ambos os sexos, com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos e que apresentassem um PG miofascial latente no músculo trapézio superior direito e dominância do membro superior direito. Foram excluídos indivíduos que estivessem expostos a terapia medicamentosa (analgésicos, sedativos, anti-inflamatórios, antidepressivos, miorrelaxantes, anticoagulantes) no dia do estudo e/ou 7 dias antes (Aguilera, et al., 2009; Farina, et al., 2004; Gemmell, Miller, & Nordstrom, 2008), a qualquer tipo de tratamento cervical no mês anterior à recolha de dados (fisioterapia, osteopatia, quiropraxia, terapia miofascial, acupuntura, entre outros) (Aguilera, et al., 2009; Farina, et al., 2004; Gemmell, Miller, & Nordstrom, 2008); distúrbios psicológicos/psiquiátricos (Kuan, Hsieh, Chen, & Chen, 2007) e história de intervenção cirúrgica na região cervical, dorsal alta, ombro ou base do crânio (Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, Fernández-Carnero, & Miangolarra-Page, 2006). Obteve-se um total de 29 indivíduos (n=29), que cumpriram os requisitos para a participação do estudo, os quais foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos: grupo experimental (GE) e grupo controlo (GC), figura 1.

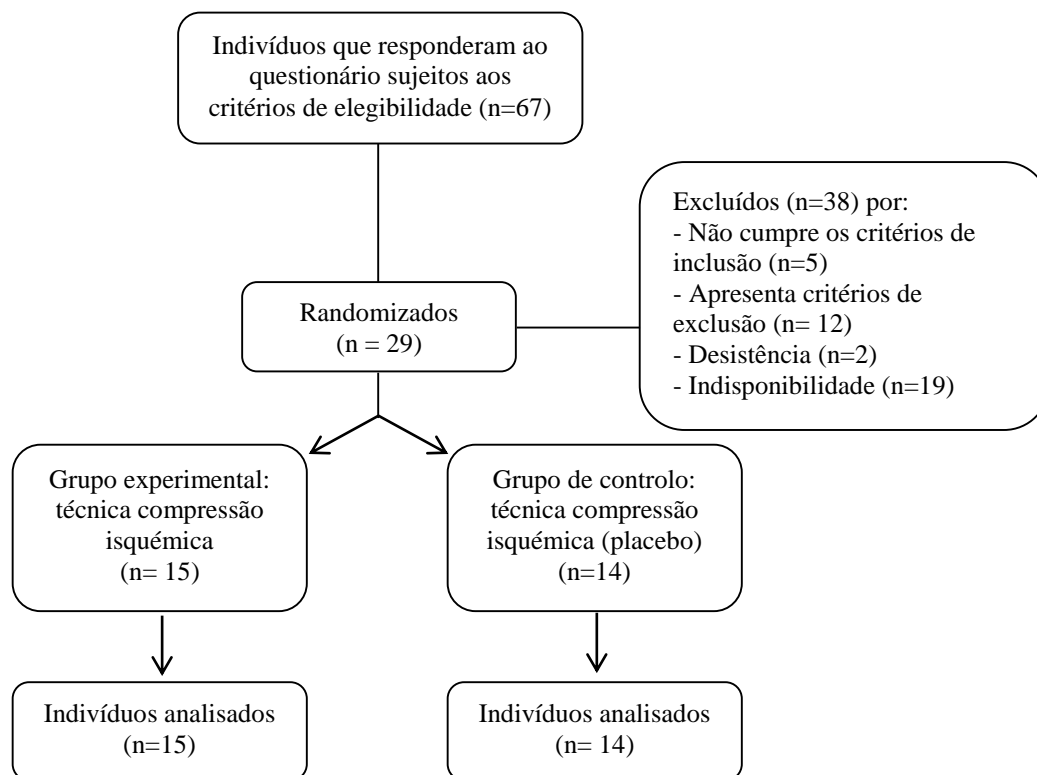


Figura 1 – Diagrama de distribuição da amostra

Dos 29 indivíduos que preencheram os critérios de elegibilidade, realizou-se a distribuição aleatória dos mesmos pelos grupos (Tabela 1). No sentido de assegurar a homogeneidade entre grupos realizou-se o teste t para amostras independentes, verificando a ausência de diferenças entre grupos no momento inicial.

Tabela 1 – Valores da mediana (Md) e desvio interquartil (DIQ) das variáveis idades, o índice de massa corporal e a amplitude de abdução do ombro no plano da omoplata no momento inicial de ambos os grupos

| Variável | Medidas de Tendência | Grupo Experimental | Grupo Controlo | Valor Teste | Valor Prova (p) |
|--------------------------|----------------------|--------------------|----------------|-------------|-----------------|
| Idade (anos) | Md ± IQR | 21,48±1,08 | 22±1,02 | Z=3,53 | 0,51 |
| IMC (kg/m ²) | Md ± IQR | 22,6±2,87 | 22,72±1,41 | Z=1,11 | 0,95 |
| Amplitude máxima (°) | Md ± IQR | 124,96±9,33 | 127,81±8,47 | Z=0,27 | 0,42 |

3 Instrumentos

3.1 *Questionário*

A aplicação de um questionário permitiu a caracterização da amostra e verificar o cumprimento dos critérios de elegibilidade.

3.2 *Estadiómetro seca 222 e balança seca 760*

As medidas antropométricas, altura (metros) e peso (kg), foram avaliadas através de um estadiómetro seca 222 (*seca - Medical Scales_and_Measuring_Systems®*, Birmingham, United Kingdom) com precisão de 1mm e uma balança seca 760, com precisão de 1kg, respetivamente.

3.3 *Algómetro digital*

O algómetro digital (*Force One, Model FDIX, Wagner Instruments, Greenwich, EUA*) foi utilizado para avaliar o limiar de dor à pressão (LDP). Os valores deste instrumento são apresentados na forma de quilogramas por centímetro quadrado (kg/cm^2), podendo estar compreendidos entre 0 a 10 kg/cm^2 , cuja menor divisão da escala e intervalo de erro é de 0,1. O algómetro digital apresenta uma boa fiabilidade intra-observador, na avaliação da sensibilidade no PG miofascial no músculo trapézio superior (TS), com coeficiente de correlação intra-classe (ICC) a variar entre 0,70 a 0,94 (Persson, Brogardh, & Sjolund, 2004). Quando as avaliações são realizadas por indivíduos experientes e treinados a fiabilidade inter-observador é alta (ICC=0,91) (Chesterton, Sim, Wright, & Foster, 2007; Persson, Brogardh, & Sjolund, 2004).

3.4 *Goniómetro*

De forma a manter o membro superior no plano da omoplata, durante a recolha eletromiografica, definiu-se 30° anteriormente ao plano frontal, como ângulo standard para todos os sujeitos. Para realizar essa medição foi utilizado o goniómetro universal BASELINE®. Este instrumento apresenta boa fiabilidade intra-observador (ICC entre 0,94 e 0,99) e inter-observador (ICC entre 0,80 e 0,85) (Sabari, Maltzev, Lubarsky, Liszkay, & Homel, 1998; Norkin & White, 2009).

3.5 *Impedancímetro*

O medidor *ImpedanceChecker®* (Noraxon USA Inc, 15770 North Greenway-Hayden Loop, Ste 100, Scottsdale, AZ 85260) foi utilizado para avaliar a impedância da superfície cutânea

após a sua preparação, devendo o valor ótimo em todas as recolhas ser igual ou inferior a $5K\Omega$ (Correia & Mil-Homens, 2004; Powers, 2000).

3.6 Eletromiografo

Foi recolhido o sinal electromiográfico nos músculos GD, TS, TI, IE, durante o movimento de elevação no plano da omoplata através do sistema *bioPLUX* research (*Plux wireless biosignals* S.A., Av. 5 Outubro, 70-8º, 1050-059 Lisboa, Portugal). O sinal foi adquirido com uma frequência de 100Hz, pré-amplificado em cada eléctrodo e enviado para um amplificador diferencial com um ganho ajustável (20-500Hz; coeficiente de rejeição de modo comum: 110dB a 50Hz, impedância de entrada de 100 M Ω e um ganho de 1000). Foram utilizados eléctrodos adesivos de cloreto de prata com uma configuração bipolar e uma distância de 20mm entre as superfícies de deteção.

3.7 Sistema de imagem

O *QualisysTrack Manager* (QTM from Qualysis, Inc, Sweden) é um sistema de análise de movimento que permitiu obter, com uma frequência de aquisição de 100 Hz, dados cinemáticos acerca do movimento de elevação no plano da omoplata (Brito, 2008). Através da combinação de pelo menos duas câmaras foi possível reconstruir a posição tridimensional do membro superior, e sincronizar posteriormente com a informação obtida através do eletromiografo (Qualisys Track Manager: User Manual, 2010).

4 Procedimento

Todas as recolhas foram realizadas no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH), na ESTSP.

4.1 Recolha de dados

Inicialmente foi realizado um estudo piloto num grupo de quatro indivíduos que não pertenciam à amostra final mas com características semelhantes, de forma a testar os procedimentos de avaliação e o questionário de seleção da amostra. De acordo com o parecer destes indivíduos, foram realizados alguns ajustes ao protocolo de recolha de dados.

Para a identificação dos PG, os indivíduos adotaram a posição de sentado e foram posicionados de modo a alongar o músculo TS até ao ponto em que foi perceptível o aumento da resistência ao movimento. Em seguida, procedeu-se à palpação perpendicular às fibras musculares, para identificação de uma banda tensa, usando a palpação em pinça. Quando uma banda tensa foi identificada, o examinador palpou ao longo da faixa à procura de um ponto ligeiramente proeminente ou nódulo de contração e foi perguntado ao indivíduo se o ponto

causou dor quando foi comprimido manualmente. No caso de uma resposta afirmativa, o limiar de dor à pressão (LDP) foi medido com o algômetro, aplicado perpendicularmente sobre a pele, a uma taxa de 1kg/cm²/s. Se o LDP foi menor do que o determinado para o músculo TS (2.9 kg/cm² para o sexo masculino e 2.0 kg/cm² para o sexo feminino) (Fischer, 1987), o ponto sensível foi definido como um ponto gatilho latente. Foi registada a média obtida de três medições em cada indivíduo (Lucas, Rich, & Polus, 2010).

De seguida, foram colocados os elétrodos nos músculos em estudo para recolha eletromiográfica, conforme indicado na tabela 2.

Tabela 2 – Localização dos elétrodos para recolha eletromiográfica (Lehman et al., 2008; Holtermann et al., 2010)

| Músculo/Estrutura | Abreviatura | Local colocação elétrodo |
|----------------------|-------------|--|
| Grande dentado | GD | Orientação das fibras musculares, na linha média axilar, sobre a 7ª costela. |
| Infra espinhoso | IE | Paralelos à espinha da omoplata, no ponto médio entre o ponto médio da espinha da omoplata e o ângulo inferior da mesma. |
| Deltóide-médio | DM | Na orientação das fibras do músculo, no ponto médio entre o acrómio e a inserção do deltóide. |
| Trapézio superior | TS | Orientação das fibras do músculo, 2cm lateralmente ao ponto médio entre C7 e o acrómio. |
| Trapézio inferior | TI | Nos 2/3 entre o limite do músculo e T8, com a orientação de uma linha que liga T8 ao acrómio. |
| 7ª vértebra cervical | C7 | Elétrodo terra. Identificação da vértebra mais proeminente da cervical. |

A localização dos elétrodos foi confirmada por palpação durante contrações isométricas atendendo aos procedimentos de teste muscular manual. Posteriormente realizou-se a correta limpeza e preparação da pele, no sentido de diminuir a sua impedância para valores inferiores a 5K Ω (Correia & Mil-Homens, 2004). Entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha realizou-se um intervalo de 5 minutos, de modo a reduzir a impedância da pele (Correia & Mil-Homens, 2004). Para minimizar a variabilidade do procedimento e respetivo erro inerente à recolha do sinal, foi sempre o mesmo investigador a realizar este procedimento.

De seguida foram colocados 3 marcadores refletor: ponto médio do bordo lateral do acrómio; epicôndilo lateral; ponto médio da linha que une a espinha ilíaca ântero-superior e espinha ilíaca pósterio-superior, para que a recolha de imagem fosse realizada através do *QTM* (Janes, Brown, Essenberg, & Engsberg, 2012).

Antes de se iniciar a recolha analisou-se a qualidade do sinal eletromiográfico em termos de magnitude (*baseline*) e de frequência (contração voluntária isométrica), contra uma

resistência aplicada manualmente, consoante se encontra na tabela 3 (Bogey, Gitter, & Barnes, 2010; Lamontagne, Malouin, Richards, & Dumas, 2002). A atividade eletromiográfica obtida aquando da CMVI foi registada também neste momento. Foram executadas 3 repetições com a duração de 5 segundos, sempre realizadas pelo mesmo avaliador (Burden, 2003).

Tabela 3 – Referências para a realização das CMVI's

| Músculo | Procedimento |
|----------------|---|
| GD | Decúbito dorsal com 90° de flexão da gleno-umeral (GU). Protração da omoplata com resistência posterior. |
| IE | Sentado com 90° de flexão e 45° de abdução horizontal da GU. 90° de flexão do cotovelo e supinação do antebraço. Resistência aplicada distalmente ao cotovelo no sentido da rotação medial. |
| DM | Membro superior a 90° de abdução, em rotação neutra, aplicando resistência proximalmente ao cotovelo numa direção inferior. |
| TI | Decúbito ventral, com o membro superior a 45° de abdução, com aplicação de resistência manual no sentido da abdução e elevação da escápula. |
| TS | Sentado com o membro superior ao longo do corpo. Resistência aplicada no sentido da depressão do ombro (bilateralmente). |

A atividade eletromiográfica dos músculos supracitados foi recolhida durante o movimento de abdução do membro superior no plano da escápula até aos 160°, sem a realização de rotação lateral no final do movimento (Moraes, Teixeira-Salmela, & Faria, 2007; Sciascia, Kuschinsky, Nitz, & Mair, 2012). Para padronizar a posição do membro superior no plano da escápula (30° anterior ao plano frontal), utilizou-se um goniómetro e colocou-se uma superfície plana vertical neste plano. Foi solicitado aos participantes que realizassem o movimento em teste com a face palmar da mão próxima à superfície, sem a tocar, o cotovelo em extensão e o polegar orientado para cima (Ludewig & Cook, 2000). Os indivíduos encontravam-se sentados numa cadeira, com 90° de flexão da coxo-femural, sendo que a postura e a oscilação postural foram controlados, solicitando aos indivíduos que olhassem para um alvo a cerca de 3 metros à frente deles, posicionado ao nível dos olhos. A velocidade do movimento foi padronizada com um metrónomo, a 60 batimentos por minuto, e cada ciclo de movimento levou 4 segundos a ser completado (Hsu, Chen, Lin, & Wang, 2009). Os indivíduos realizaram várias repetições do movimento para que se familiarizassem com a cadência. Após o período de adaptação da velocidade do movimento, foi disponibilizado um período de descanso de 2 minutos antes do início da recolha do sinal EMG, que decorreu em 3 ciclos de movimento sucessivos com 30 segundo de descanso entre eles, tendo sido utilizada a média destes para a análise (Hsu, Chen, Lin, & Wang, 2009; Lucas, Polus, & Rich, 2001).

Posteriormente às recolhas efetuadas, foi aplicada uma técnica de compressão isquémica no PG latente presente no TS. Para aplicar a técnica, a investigadora principal adotou a posição

de pé posteriormente ao indivíduo que se encontrava sentado, com um contacto em pinça no ponto gatilho miofascial latente do músculo TS. Aplicou-se uma pressão gradual sobre o ponto sinalizado, tendo sido previamente solicitado ao sujeito que indicasse quando a dor atingisse um nível “moderado mas tolerável” correspondente ao valor 7 numa escala de dor de 1 a 10 (na qual 1 corresponde a “sem dor”, e 10 a “dor intolerável”). A pressão foi mantida até que o nível de dor reduzisse para o nível 3, momento após o qual a pressão foi novamente aumentada até atingir o nível 7. Estes procedimentos foram repetidos até perfazer 90 segundos (Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, Fernández-Carnero, & Miangolarra-Page, 2006; Hanten, Olson, Butts, & Nowicki, 2000; Hou, Tsai, Cheng, & Chung, 2002; Kostopoulos & Rizopoulos, 2008).

Ao grupo controlo aplicou-se uma técnica placebo, que consiste na aplicação dos mesmos contactos manuais e durante o mesmo período de tempo da técnica de compressão isquémica, num ponto próximo, mas não coincidente com o PG latente, não tendo sido utilizada nenhuma pressão.

Após a aplicação da técnica de tratamento, todo o protocolo acima descrito voltou a ser realizado, com um intervalo de repouso de 3 minutos.

4.2 Processamento de dados

A recolha eletromiográfica foi realizada em cinco músculos, durante o movimento de elevação no plano da omoplata, em simultâneo com a recolha de imagem. O sinal eletromiográfico foi filtrado através de um filtro *band-pass zero-lag Butterworth* de segunda ordem de 20 a 450 Hz, tendo sido posteriormente calculado o *root means square*.

O passo inicial para o tratamento de dados, passou pela identificação do início do movimento (t_0). Este foi identificado como o instante temporal em que a amplitude de elevação atingiu um valor igual ou superior a 5% do seu valor máximo. Foi considerado um valor válido quando o instante temporal foi seguido por um intervalo de pelo menos 50ms em que o valor se manteve igual ou superior a 5%. De seguida, para que fosse possível encontrar o instante a que cada músculo iniciou a sua atividade, foi calculada a média e desvio padrão da *baseline* (-500 a -450 ms em relação a t_0). O timing de ativação de cada músculo correspondeu ao período temporal em que foi obtido um valor igual ou superior à média mais 3 vezes o desvio padrão da *baseline* durante pelo menos 50ms. Na análise das CMVI foi considerada a média dos 3 segundos centrais. Para identificar a variação da magnitude da atividade muscular ao longo do movimento foi registado o ângulo em que cada músculo atingiu uma atividade muscular de baixa (20%), moderada (40%) e alta (60%) da CMVI (Bryce, George, & Tim, 2010), através da seguinte fórmula:

$$\frac{\text{atividade muscular}}{CMVI} \times 100$$

A análise das sequências de movimento, através do *onset* relativo do músculo foi calculada através do programa *excell através de* uma macro, que permitiu obter a sequência e frequência de cada músculo em cada posição da sequência, nos dois momentos avaliados.

4.3 Ética

Este estudo foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética da ESTSP. Todos os participantes foram informados dos objetivos, condições e metodologia do estudo, tendo a liberdade de desistir ou esclarecer qualquer dúvida a qualquer momento do estudo. Todos os participantes preencheram o consentimento informado baseado no protocolo da Declaração de Helsínquia. O anonimato e confidencialidade dos dados foram assegurados.

4.4 Estatística

Para a análise e interpretação estatística das variáveis em estudo recorreu-se ao programa *Predictive Analytics SoftWare Statistics* (PASW) versão 22.0 para *Windows*, sendo que em toda a análise se considerou um nível de significância de 0,05 (intervalo de confiança de 95%).

Para a caracterização da amostra e análise da sequência de ativação muscular foi utilizada estatística descritiva. No sentido de analisar as diferenças de *timings* de ativação, assim como as amplitudes articulares a 20% da atividade muscular, entre grupos e antes e após a técnica, foi utilizada estatística inferencial. Sempre que possível recorreu-se ao teste t para amostras independentes, para as comparações entre o grupo controlo e experimental e ao teste t para amostras emparelhadas, nas comparações entre os dois momentos em cada grupo. Quando os pressupostos para a utilização destes testes não foram cumpridos (teste de *Shapiro-wilk*), optou-se pelos testes não-paramétricos correspondentes: *Mann-Whitney* e *Wilcoxon*, respetivamente.

A análise de frequências e estatística descritiva foi utilizada como meio para análise das sequências de ativação muscular, assim como para análise das amplitudes de movimento a 40% e a 60% da CMVI.

5 Resultados

5.1 *Timings de ativação muscular*

O instante em que cada músculo em análise inicia a sua atividade, relativamente ao início do movimento, foi a primeira variável de análise de forma a indagar sobre a influência da compressão isquêmica, sobre os ajustes antecipatórios.

Na Tabela 44 encontra-se o resultado da comparação entre grupos, relativamente aos *timings* de ativação dos músculos do complexo articular do ombro. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, quer antes quer após intervenção. É possível verificar, a partir das médias do *timing* de ativação muscular, as sequências médias para cada grupo. Assim sendo, o grupo controlo, antes da intervenção apresenta a seguinte sequência de ativação: DM – GD – TS – IE – TI. Na segunda avaliação a ordem passou a ser TS/IE – DM - GD – TI. Já o grupo experimental, antes da aplicação da técnica, tinha como sequência média DM – TS – TI – GD – IE, passando a ser GD – TS – DM – IE – TI, sequência devidamente marcada pela antecipação do músculo GD.

Tabela 4 – Média e desvio padrão dos *timings* de ativação de músculos do complexo articular do ombro nos grupos experimental e controlo antes e após intervenção

| Momento | Músculo | GC | | GE | | Valor teste (t) | Valor P |
|-----------------|---------|--------|---------------|--------|---------------|-----------------|---------|
| | | Média | Desvio padrão | Média | Desvio padrão | | |
| Pré-intervenção | GD | -0,228 | 0,246 | -0,057 | 0,262 | 0,108 | 0,099 |
| | IE | -0,144 | 0,264 | -0,042 | 0,409 | 1,979 | 0,471 |
| | DM | -0,258 | 0,344 | -0,215 | 0,250 | -0,154 | 0,877 |
| | TI | 0,129 | 0,453 | 0,087 | 0,461 | 0,002 | 0,820 |
| | TS | -0,175 | 0,322 | -0,164 | 0,171 | 6,625 | 0,913 |
| Pós-intervenção | GD | -0,099 | 0,362 | -0,315 | 0,289 | 0,515 | 0,112 |
| | IE | -0,158 | 0,519 | -0,150 | 0,337 | 0,748 | 0,097 |
| | DM | -0,126 | 0,412 | -0,234 | 0,319 | 0,555 | 0,464 |
| | TI | 0,075 | 0,463 | 0,047 | 0,519 | 0,064 | 0,883 |
| | TS | -0,158 | 0,363 | -0,259 | 0,247 | 1,359 | 0,420 |

Na comparação intra-grupos, Tabela 55, verifica-se que existe uma diferença entre as médias, estatisticamente significativa, no músculo GD no grupo experimental, com uma tendência para uma antecipação no início da sua atividade após a aplicação da compressão isquêmica no ponto gatilho latente, tabela 4. Nos restantes músculos foi observada a mesma tendência, no grupo experimental e o inverso no grupo controlo, no entanto as diferenças não são estaticamente

significativas. É também importante notar na tabela 4, que todos os músculos ativam no período típico dos ajustes posturais antecipatórios (-300 a +50ms) após intervenção no grupo experimental, o que não se verifica no grupo controle.

Tabela 5 – Comparações intra-grupo pré-intervenção e pós-intervenção

| Músculo | Controlo | | Experimental | |
|----------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|
| | Valor teste | Valor prova | Valor teste | Valor prova |
| GD | 0,358 | 0,403 | t = 0,289 | 0,025* |
| IE | 0,202 | 0,132 | t = 0,648 | 0,327 |
| DM | 0,635 | 0,151 | t = 0,146 | 0,964 |
| TI | 0,383 | 0,931 | t = 0,468 | 0,348 |
| TS | Z=-0,267 | 0,790 | Z=-1,601 | 0,109 |

Legenda: * valor de $p < 0,05$

5.2 Sequências de ativação muscular

Nas Tabelas 6 e 7 encontram-se apresentados os resultados obtidos relativamente à sequência de ativação muscular. Estes resultados foram obtidos e organizados de acordo com o instante em que cada músculo inicia a sua atividade muscular. No grupo controlo é possível observar (Tabela 6) uma grande variabilidade de posição de cada músculo na sequência de ativação no primeiro momento de avaliação, ainda que o GD, seja o músculo mais frequente a ocupar a primeira posição (47%). Após a intervenção observou-se (Tabela 7) que o GD continuou a ser o músculo que mais vezes ativou em primeiro lugar (33%), assim como surge como músculo mais frequente na segunda posição (36%). O DM, após a técnica, é o músculo que mais se expressa na terceira posição, 57%, em mais de metade dos indivíduos (53%); antes da técnica apresentou um padrão bastante variável. O TI e o TS apresentam padrões semelhantes, com maior frequência na quarta e quinta posição, antes e após a intervenção.

Tabela 6 – Frequência e sequência de ativação muscular do grupo controlo antes e após intervenção

| Músculo | Momento | Posição | | | | | n total |
|-------------------|-----------------|------------|----|----|----|----|---------|
| | | 1ª | 2ª | 3ª | 4ª | 5ª | |
| | | Frequência | | | | | |
| GD | Pré-intervenção | 7 | 2 | 1 | 3 | 2 | 15 |
| | Pós-intervenção | 5 | 4 | 1 | 4 | 1 | |
| IE | Pré-intervenção | 3 | 5 | 2 | 3 | 2 | |
| | Pós-intervenção | 1 | 3 | 1 | 3 | 7 | |
| DM | Pré-intervenção | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | |
| | Pós-intervenção | 3 | 2 | 8 | 1 | 1 | |
| TI | Pré-intervenção | 0 | 0 | 3 | 4 | 8 | |
| | Pós-intervenção | 2 | 1 | 2 | 6 | 4 | |
| TS | Pré-intervenção | 0 | 0 | 3 | 4 | 8 | |
| | Pós-intervenção | 2 | 1 | 2 | 6 | 4 | |
| Total por posição | Pré-intervenção | 15 | 11 | 12 | 16 | 21 | |
| | Pós-intervenção | 13 | 11 | 14 | 20 | 17 | |

No grupo experimental (Tabela 7), na primeira avaliação apenas um indivíduo ativou o GD em primeiro lugar, na avaliação após a realização da técnica, 37% dos indivíduos ativaram em primeiro lugar o GD. Na primeira posição, após a técnica o GD apresenta-se como segundo músculo mais frequente 33%, imediatamente a seguir ao DM com 42%. O músculo IE, antes da intervenção divide-se sobretudo pela primeira, quarta e quinta posição em 29% dos indivíduos, não sendo o músculo mais frequente em nenhum dos casos. Após intervenção, a maioria dos sujeitos ativou-o na terceira (36%) e quarta (50%) posição, sendo também o músculo que mais vezes ativou nessas mesmas posições.

Os músculos TS e TI, evidenciaram um comportamento bastante semelhante, quer antes da intervenção, quer após. Antes da aplicação da técnica 29% dos indivíduos ativaram em quarto e quinto lugar tanto o TI e outros 29% o TS. Após a técnica estes músculos mantiveram

o seu predomínio nas últimas posições, aumentando o número de indivíduos que solicitaram estes músculos na última posição (43%). O TI e o TS, antes da técnica, não foram os mais frequentes em nenhuma das posições da sequência. Após a técnica assumiram um predomínio de 32% na última posição para cada um dos músculos.

Tabela 7 - Frequência e sequência de ativação muscular do grupo experimental antes e após intervenção

| Músculo | Momento | Posição | | | | | n total |
|-------------------|-----------------|------------|----|----|----|----|---------|
| | | 1ª | 2ª | 3ª | 4ª | 5ª | |
| | | Frequência | | | | | |
| GD | Pré-intervenção | 1 | 2 | 5 | 5 | 1 | 14 |
| | Pós-intervenção | 4 | 3 | 4 | 1 | 2 | |
| IE | Pré-intervenção | 4 | 1 | 1 | 4 | 4 | |
| | Pós-intervenção | 1 | 0 | 5 | 6 | 2 | |
| DM | Pré-intervenção | 5 | 3 | 2 | 1 | 3 | |
| | Pós-intervenção | 5 | 4 | 1 | 1 | 3 | |
| TI | Pré-intervenção | 2 | 1 | 3 | 4 | 4 | |
| | Pós-intervenção | 1 | 0 | 3 | 4 | 6 | |
| TS | Pré-intervenção | 2 | 1 | 3 | 4 | 4 | |
| | Pós-intervenção | 1 | 0 | 3 | 4 | 6 | |
| Total por posição | Pré-intervenção | 14 | 8 | 14 | 18 | 16 | |
| | Pós-intervenção | 12 | 7 | 16 | 16 | 19 | |

5.3 *Nível de ativação muscular ao longo do arco de movimento*

Foi também objetivo deste estudo perceber qual o grau de atividade muscular recrutada, relativamente à CMVI, por cada um dos músculos, ao longo do movimento de abdução. Em modo geral, a maior parte dos participantes apresentou valores de magnitude de ativação inferior a 20% (baixa atividade), antes e após a técnica. O número de indivíduos a recrutar 40% de atividade diminuiu abruptamente, sendo mesmo poucos os casos que atingem valores de 60%.

Só o músculo DM, antes da intervenção e IE, após intervenção, apresentam diferenças quando estas comparações são estabelecidas (tabela 9). Antes da intervenção o GE, apresenta um arco de movimento com um valor de 20% da CMVI do DM superior ao GC. Após a intervenção, o GE apresenta um arco de movimento com um valor de 20% da CMVI do IE superior ao GC. Não existem diferenças entre grupos, relativamente aos arcos de movimento realizados até atingirem os 20% da CMVI.

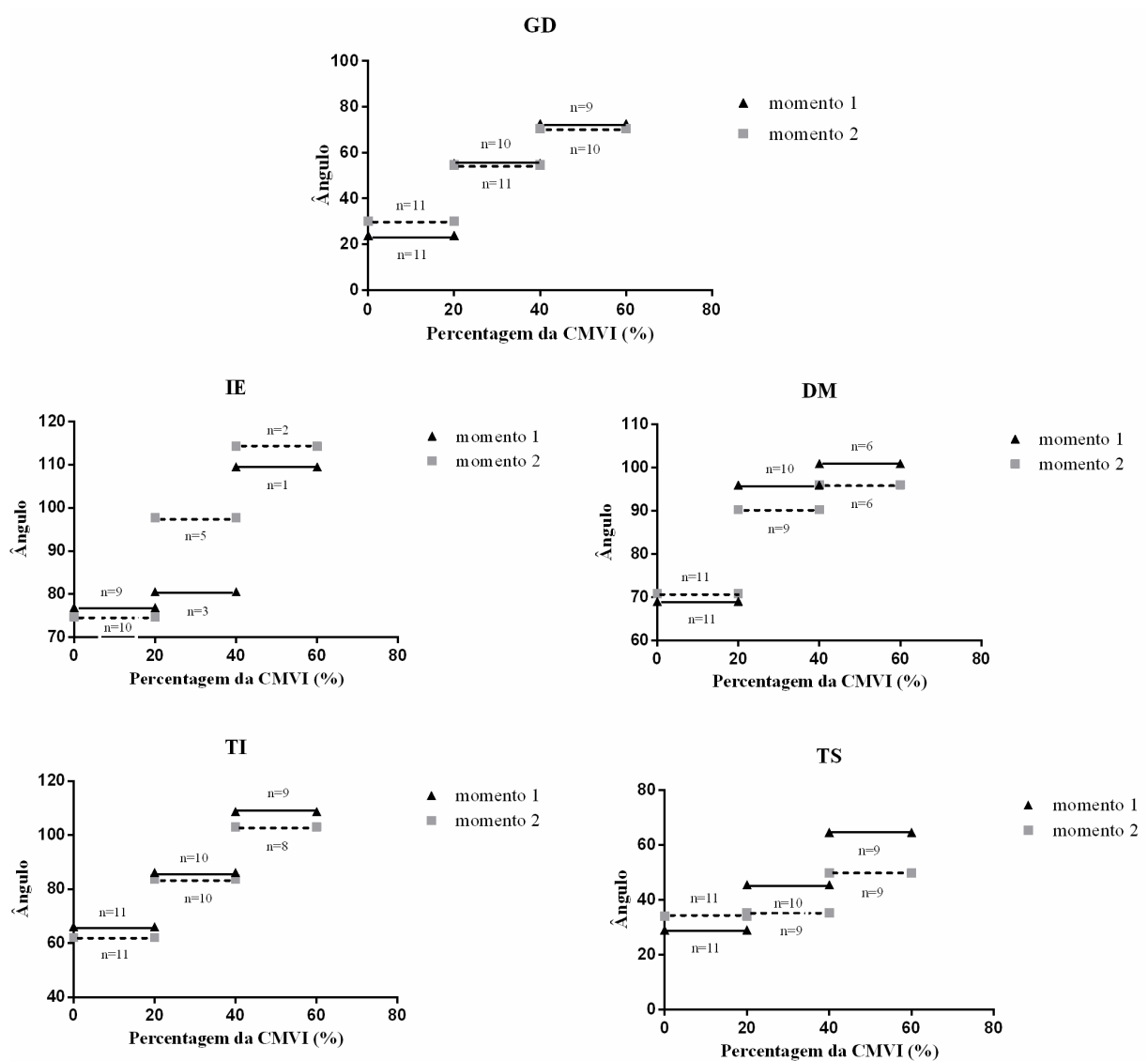


Figura 2 – Ângulo do movimento de elevação do ombro no plano da omoplata registado de acordo com a percentagem da CMVI no grupo de controlo

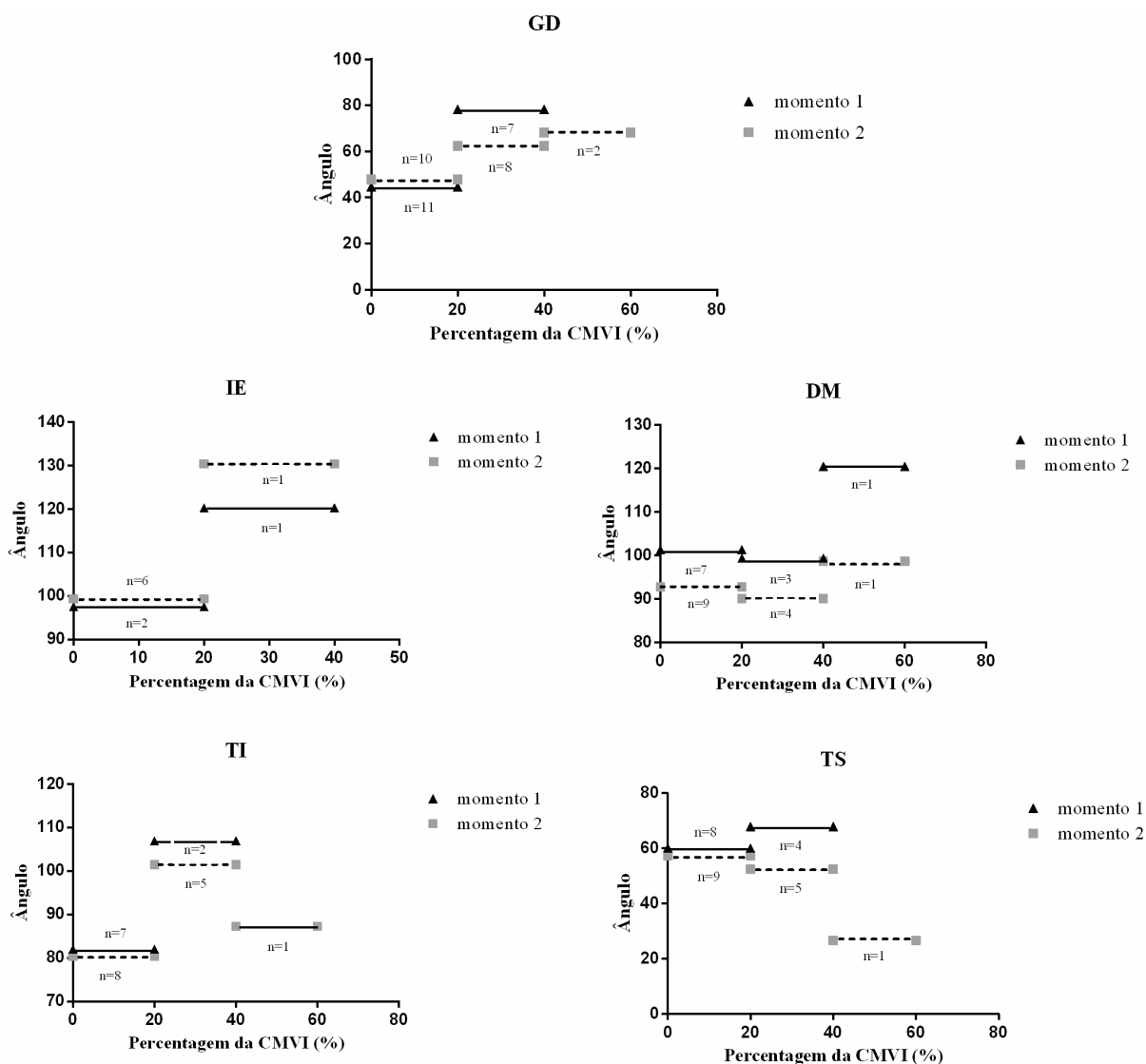


Figura 3 - Ângulo do movimento de elevação do ombro no plano da omoplata registado de acordo com a percentagem da CMVI no grupo experimental

Tabela 8 – Resultados das comparações entre grupos relativamente à amplitude de movimento onde foi recrutada uma atividade muscular de 20% da CMVI

| Ângulo | Antes | | Após | |
|--------|-------------|---------|-------------|---------|
| | Valor teste | Valor p | Valor teste | Valor p |
| GD 20% | Z=15,72 | 0,103 | Z = -1,023 | 0,091 |
| IE 20% | Z=3,553 | 0,283 | Z = -0,089 | 0,021* |
| DM 20% | Z=0,023 | 0,002* | Z = -0,569 | 0,053 |
| TI 20% | Z=0,632 | 0,444 | Z = -0,621 | 0,509 |
| TS 20% | Z=5,973 | 0,094 | Z = -0,308 | 0,21 |

Legenda: * valor de $p < 0,05$

Através dos valores de p obtidos com os testes estatísticos para as comparações de amplitudes articulares registadas a uma percentagem de atividade de 20% da CMVI (Tabela 10), é possível afirmar que não existem diferenças na amplitude de movimento onde foi atingida uma atividade de 20% da CMVI, antes e após a técnica. Dentro do mesmo grupo também não foram registadas diferenças nesta variável antes e após a intervenção.

Tabela 9 – Resultados das comparações de amplitudes articulares intra-grupos, a uma ativação de 20%

| Ângulo | Controlo | | Experimental | |
|--------|-----------------|---------|-----------------|---------|
| | Valor teste (Z) | Valor p | Valor teste (Z) | Valor p |
| GD 20% | -0,889 | 0,374 | -0,652 | 0,515 |
| IE 20% | -0,178 | 0,859 | -1,342 | 0,180 |
| DM 20% | -0,051 | 0,959 | -0,734 | 0,463 |
| TI 20% | -1,478 | 0,139 | -0,524 | 0,600 |
| TS 20% | -0,255 | 0,799 | -0,676 | 0,499 |

Após os 20% de ativação e devido à grande diminuição do número de casos, optou-se por realizar uma análise descritiva dos resultados, incluindo também os achados constantes a 20% de atividade (tabela 11).

No grupo controlo é possível observar que nos dois momentos ocorreram apenas oscilações mínimas no número de casos (diferença máxima de um sujeito), relativamente à obtenção de valores de ativação muscular nas diferentes percentagens e músculos. No grupo experimental, foi observado um aumento no número de sujeitos a obter percentagens de atividade superiores a 20%, em cada um dos músculos. No músculo IE, na primeira avaliação apenas 21% dos sujeitos obteve um grau de atividade superior a 20%, relativamente à CMVI, após a técnica, o número de sujeitos passou a metade, tabela 12. Logo a seguir ao IE, o músculo em que este facto mais se observou, foi no DM com um aumento de quase 15% no total de sujeitos. Assim como no grupo de controlo, os indivíduos que passaram de atividades de 20% da CMVI para superiores foram diminutos, salientando mais uma vez o trabalho destes músculos a baixas percentagens. Relativamente ao GD, a grande diferença foi no aparecimento de dois casos que tiveram uma atividade superior a 60%, a 68°.

Tanto o músculo TI como o TS, passaram a registar um caso com atividade superior a 60% após a técnica. Nas restantes percentagens obtiveram valores de ângulo ligeiramente inferiores após a técnica, de uma ordem de grandeza de 2° a 6°.

6 Discussão

A análise dos dados recolhidos permitiu obter informação pertinente, acerca das repercussões da intervenção no PG latente do TS no equilíbrio muscular do complexo articular do ombro. De um modo geral é possível constatar, através dos resultados obtidos, que intervir no PG do TS, parece ter capacidade para interferir em toda a sinergia do ombro, indo de encontro com o já proposto na literatura (Lucas, Rich, & Polus, 2010), corroborando a hipótese de que um aumento da tensão resultante de PG latente poderá levar a uma disfunção do controlo motor do ombro.

6.1 *Timings de ativação muscular*

Analisando os *timings* de ativação muscular, constata-se que apenas se observaram diferenças estatisticamente significativas no grupo experimental, da primeira, para a última avaliação, apenas no músculo GD. A tendência para a antecipação da atividade do GD, após a técnica de compressão isquémica, faz-nos indagar sobre a maior influencia nos músculos sinergistas do complexo do ombro, neste caso com maiores repercussões no principal músculo estabilizador (Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006). Desta forma, o mecanismo de deslizamento escapular proporcionado pelo grande dentado, favorece a mobilidade da omoplata sobre a grelha costal, otimizando o movimento, sem recorrer a compensações musculares atípicas (Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006). No entanto, é de notar que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no músculo intervencionado, o TS. Poderá propor-se a hipótese de que apenas uma intervenção não será suficiente para provocar alterações neuromotoras no TS, mas sim nos componentes passivos do músculo, como por exemplo alteração do comprimento das fibras do músculo em causa. Este facto é explicado pela pressão aplicada localmente no ponto gatilho miofascial latente, durante a técnica de compressão isquémica, exercer uma espécie de estiramento, igualando o comprimento dos sarcómeros, reduzindo a interação entre a actina e a miosina (Simons, 2002). Segundo Bandy *et al.* (1997), 30 segundos será o tempo suficiente para que um estiramento provoque alterações viscoelásticas das estruturas, ainda que não seja suficiente para provocar alterações plásticas. Um único procedimento, como foi realizado, pode apenas conduzir a uma deformação temporária. A realização sucessiva na mesma sessão ou em sessões consecutivas poderia trazer efeitos mais positivos (G. Fryer, 2000). Por outro lado, a intervenção pode aliviar o espasmo muscular, através de um mecanismo de reflexo espinal, reduzindo o encurtamento proporcionado pela banda tensa (Hou, et al., 2002). Devido à estreita relação sinérgica entre o TS e o GD, os resultados obtidos no presente estudo parecem indicar que a intervenção direta no TS, poderá trazer benefício na performance do GD (Matias, Batata, Morais, Miguel, &

Estiveira, 2006). A otimização da função destes músculos sinergistas depende, não só da sua capacidade de produzir força, mas também do seu correto momento de ativação, que em sujeitos com disfunção se encontra atrasado, relativamente ao início do movimento (Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003). Para o movimento da abdução do ombro é necessário o contributo do movimento de rotação superior, progressiva diminuição da rotação interna e ligeiras oscilações entre *tilt* posterior e anterior da escápula, à medida que vai aumentando a elevação do úmero (Ludewig, Cook, & Nawoczenski, 1996). Alterações num dos principais músculos mobilizadores, TS, trarão disfunções em toda a dinâmica escapular, quer nos momentos que antecedem o início do movimento, quer durante a sua realização, perpetuando a disfunção.

Comparando os efeitos da compressão isquémica em PG miofasciais apresentados em estudos prévios, é de notar a inconsistência dos resultados obtidos. Gemmell et al. (2008) não detetaram melhorias significativas após a aplicação da técnica ao contrário dos resultados obtidos no estudo efetuado por Kanan (2012), relativamente ao limiar de dor à pressão e ao movimento de rotação e inclinação cervical. Contudo através do presente estudo, é possível sugerir que, em presença de um PG miofascial latente do TS, poderão existir alterações do controlo motor do ombro, e que a intervenção sobre esse poderá ter efeitos positivos, não só na prevenção da sua passagem a PG miofascial ativo, bem como na melhoria das sinergias musculares do complexo articular do ombro. Os resultados obtidos no presente estudo mostram que, a intervenção no PG miofascial latente do TS não traz diferenças significativas no *timing* de ativação deste músculo, mas sim, num músculo sinergicamente relacionado que é o GD. É também de salientar que no grupo experimental, após a intervenção, todos os músculos passaram a ter uma ação em *feedforward*, o que sugere a influência da técnica em todo o complexo articular do ombro e não limitada ao músculo intervencionado.

Não havendo diferenças significativas entre grupos, nos dois momentos de avaliação, poderá questionar-se o efeito provocado apenas por uma única aplicação da técnica de compressão isquémica, que poderá não ter sido suficiente para despoletar efeitos detetáveis por eletromiografia de superfície (Fukuda, et al., 2010). Esta ausência de diferenças que nos permitam generalizar os resultados poderá ainda estar relacionado com o facto de os sujeitos em estudo serem todos assintomáticos, visto que a dor se encontra relacionada com o aumento da atividade das unidades motoras (L. Arendt-Nielsen, Graven-Nielsen, Sværre, & Svensson, 1996; Falla, Lindstrøm, Rechter, & Farina, 2010; Ge, et al., 2012; Hodges, 2011; Madeleine, 2010).

6.2 Sequências de ativação muscular

Em ambos os grupos, nos dois momentos de avaliação é de destacar a grande variabilidade de padrão de ativação muscular. O que seria de esperar, tratando-se estes de indivíduos assintomáticos, é que o movimento se iniciasse pelos músculos estabilizadores da escápula (GD e IE), seguindo-se o contributo do grande mobilizador (TS) e do DM (Lucas K. , 2007). A definição de um padrão de sequência de ativação tem vindo a ser estudado, visto que a sequência temporal de recrutamento muscular e a magnitude a que cada músculo é ativado são fatores importantes na coordenação do movimento escapular durante a elevação do úmero (Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003; Ludewig, Cook, & Nawoczenski, 1996). O DM é na maioria dos sujeitos o primeiro músculo a ativar, seguindo-se o TS, o trapézio médio e o TI. Salientando-se a importância da função das três porções do músculo trapézio em conjunto com o GD, no sentido de proporcionarem uma estabilidade dinâmica da escápula (Cools, Witvrouw, Declercq, Danneels, & Cambier, 2003).

Ainda assim, no presente estudo, existe uma notória tendência para um maior número de indivíduos apresentar uma antecipação do *timing* de ativação dos músculos GD, IE e TS no grupo experimental após a intervenção, algo que não foi observado no grupo que não foi sujeito a intervenção. A antecipação da ativação destes músculos vai ao encontro do que será previsto em indivíduos sem distúrbios do controlo motor do ombro, prevendo-se que os músculos em causa atuem por um mecanismo de “*feedforward*”, sugerindo assim uma contração pré-planeada pelo sistema nervoso central, permitindo oferecer a estabilidade necessária aos músculos mobilizadores, neste caso, sobretudo o DM (Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006).

De facto, o que se mostrou mais sensível à mudança após a técnica, foi a sinergia muscular envolvida no movimento de elevação, em detrimento de uma mudança individual do músculo que foi submetido à compressão isquémica.

Segundo Worsley, et al., 2013, um programa de exercícios de reeducação do controlo motor, diminui significativamente o atraso de ativação do músculo GD, comparando o grupo intervencionado, antes e após a aplicação do programa de exercícios. Os mesmos autores não descartam a possibilidade da vantagem de aplicação de outras técnicas manuais na otimização dos resultados, o que, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, poderia ser interessante estudar a influência conjunta.

Num estudo realizado por Rajaratnam, Goh, & Kumar, 2013 verificou-se que em indivíduos com instabilidade anterior do ombro, o grande problema se centrava na antecipação do músculo IE e a sua baixa magnitude. Nos resultados obtidos, a técnica de compressão isquémica reflete uma influencia positiva no problema descrito pelos autores anteriormente citados, levando à sua ativação numa posição mais tardia, na maioria dos indivíduos.

6.3 Nível de ativação muscular ao longo do arco de movimento

O nível de atividade muscular ao longo do arco de movimento é um dado inovador na área do PG. Perceber de que forma é que a compressão isquêmica interfere na quantidade de ativação muscular era algo importante a obter com o presente estudo. Gaunt, McCluskey, & Uhl (2010) descreveram as percentagens de atividade muscular definidas, para os músculos da cintura escapular, relativamente à CMVI, utilizadas como referência para a análise. No presente estudo, nas duas avaliações efetuadas, verificou-se que a maioria dos indivíduos recruta níveis de atividade baixos, inferiores a 20%, sendo que o número diminui consideravelmente quando nos níveis de 40% de atividade, acentuado-se ainda mais a 60% da CMVI. A baixa atividade determinada poderá ser justificada pelos baixos níveis de atividade recrutada, visto que o movimento solicitado é várias vezes usado em tarefas básicas diárias, com reduzido gasto energético (Bron & Dommerholt, 2012; Shiro, Arai, Matsubara, Isogai, & Ushida, 2012). Os resultados do presente estudo demonstram que técnica de compressão isquêmica não resultou em diferenças significativas em nenhum dos grupos no que diz respeito à amplitude de movimento onde foi recrutado este nível de atividade, sugerindo que uma única aplicação da técnica influencia mais o padrão temporal de ativação em detrimento da modulação da atividade muscular ao longo do arco de movimento. No entanto, seria relevante em estudos futuros realizar a mesma análise com intervalos de percentagens da CMVI menores ou em atividade mais exigentes do ponto de vista de magnitude de atividade muscular recrutada.

7 Conclusão

De uma forma global, os resultados obtidos no presente estudo mostram que uma intervenção única de compressão isquêmica no PG do TS produz alterações nos componentes temporais de ativação muscular em detrimento de alteração na modulação da atividade muscular ao longo do arco de movimento. A compressão isquêmica no PG latente do TS influenciou a sequência de ativação muscular do complexo articular do ombro levando a uma antecipação da atividade dos músculos GD e TS importantes na estabilidade que o complexo articular necessita, para que os músculos mobilizadores concretizem a realização de movimentos. No que diz respeito aos *timings* individuais de ativação muscular, os resultados demonstram que a técnica de compressão isquêmica no PG do TS leva a uma antecipação da atividade do músculo GD, embora não significativo em relação ao grupo de controlo. O músculo IE, no GE, após a intervenção, revela um atraso na sua ativação.

A atuação adequada com repercussão na ação destes grupos musculares poderá ter um intuito preventivo, evitando deste modo o surgimento de lesões neuro-músculo-esqueléticas de maior gravidade. No entanto, não se verificou grande impacto da técnica no grau de atividade

dos músculos em estudo, bem como no arco de movimento. Desta forma, sugere-se a realização de futuros estudos similares, com ajuste na frequência de aplicação da intervenção, no sentido de determinar a influência da técnica ao longo do tempo e a repercussão nas variáveis em estudo.

8 Agradecimentos

Um especial agradecimento a todos os voluntários que constituíram a amostra em estudo pela disponibilidade demonstrada.

9 Bibliografia

Lucas, K. R., Polus, B. I., & Rich, P. A. (2001). Temporal Sequence of Muscle Recruitment during Scapular Plane Elevation:.

Aguilera, F. J., Martín, D. P., Masanet, R. A., Botella, A. C., Soler, L. B., & Morell, F. B. (2009). Immediate effect of ultrasound and ischemic compression techniques for the treatment of trapezius latent myofascial trigger points in healthy subjects: a randomized controlled study. *J Manipulative Physiol Ther*, 515-520.

Bogey, R. A., Gitter, A. J., & Barnes, L. A. (2010). Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 46-54.

Brito, P. R. (2008). O efeito dos marcadores externos na marcha de indivíduos com doença de Parkinson. Dissertação em Ciências da Reabilitação. Belo Horizonte.

Bryce, G., George, M., & Tim, U. (2010). An Electromyographic Evaluation of Subdividing Active-Assistive Shoulder Elevation Exercises. *Sports Physical Therapy*, 424-432.

Burden, A. M. (2003). Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 519-532.

Chesterton, L. S., Sim, J., Wright, C. C., & Foster, N. E. (2007). Interrater reliability of algometry in measuring pressure pain thresholds in healthy humans, using multiple raters. *Clin J Pain*, 760-766.

Cools, A., Witvrouw, E., Declercq, G., Danneels, L., & Cambier, D. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE*, 542-549.

- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A eletromiografia no estudo do Movimento Humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Farina, S., Casarotto, M., Benelle, M., Tinazzi, M., Fiaschi, A., Goldoni, M., & Smania, N. (2004). A randomized controlled study on the effect of two different treatments (FREMS AND TENS) in myofascial pain syndrome. *Eura Medicophys*, 293-301.
- Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Fernández-Carnero, J., & Miangolarra-Page, J. C. (2006). The immediate effect of ischemic compression technique and transverse friction massage on tenderness of active and latent myofascial trigger points: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther*, 3-9.
- Fischer, A. (1987). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 115-126.
- Gaunt, B. W., McCluskey, G. M., & Uhl, T. L. (2010). An Electromyographic Evaluation of Subdividing Active-Assistive Shoulder Elevation Exercises. *Sports Physical Therapy*, 424-432.
- Gemmell, H., Miller, P., & Nordstrom, H. (2008). Immediate effect of ischaemic compression and trigger point pressure release on neck pain and upper trapezius trigger points: A randomised controlled trial. *Clinical Chiropractic*, 30-36.
- Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N., & Nowicki, A. L. (2000). Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Phys Ther*, 997-1003.
- Hermens, J. H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 361-374.
- Hou, C. R., Tsai, L. C., Cheng, K. F., & Chung, K. C. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Arch Phys Med Rehabil*, 1406-1414.
- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., & Wang, W. T. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1092-1099.

- Janes , W. E., Brown , J. M., Essenberg, J. M., & Engsberg, J. R. (2012). Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *American Association for Hand Surgery*, 400–406.
- Kostopoulos, D., & Rizopoulos, k. (2008). Effect of topical aerosol skin refrigerant (spray and stretch technique) on passive and active stretching. . *J Bodyw Mov Ther*, 96-104.
- Kuan, T. S., Hsieh, Y. L., Chen, S. M., & Chen, J. T. (2007). The myofascial trigger point region: correlation between the degree of irritability and the prevalence of endplate noise. *Am J Phys Med Rehabil*, 183-189.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*, pp. 244-255.
- Lucas, K. (2007). *The effects of latent myofascial trigger points on muscle activation patterns during scapular plane elevation*. Austrália: rmit.
- Lucas, K. R., Rich, P. A., & Polus, B. I. (2010). Muscle activation patterns in the scapular positioning muscles during loaded scapular plane elevation: The effects of Latent Myofascial Trigger Points. *Clinical Biomechanics*, 765-770.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (Março de 2000). Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement. *Journal of the American Physical Therapy Association*.
- Ludewig, P., Cook, T., & Nawoczenski, D. (1996). Three-Dimensional Scapular Orientation and Muscle Activity at Selected Positions of Humeral Elevation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 57-65.
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, trapézio e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisiOnline*, 1634-1646.
- Monterde, S., Ge, H.-Y., Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (2 de Fevereiro de 2014). Latent Myofascial Trigger Points Are Associated With an Increased Intramuscular Electromyographic Activity During Synergistic Muscle Activation. *The Journal of Pain*, pp. 181-187.

- Moraes, G. S., Teixeira-Salmela, L. F., & Faria, C. M. (2007). Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 48-53.
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2009). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry* (4^o ed.). Philadelphia: F.A. Davis Company.
- Otter, A. R., DGeurts, A. C., Mulder, T., & Duysens, J. (2006). Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*.
- Paul, T. M., Hoo, J. S., Chae, J., & Wilson, R. D. (desembro de 2002). Central Hypersensitivity in Patients with Subacromial Impingement Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 1-9.
- Persson, A. L., Brogardh, C., & Sjolund, B. H. (2004). Tender or not tender: test-retest repeatability of pressure pain thresholds in the trapezius and deltoid muscles of healthy women. *J Rehabil Med*, 17-27.
- Powers, C. M. (2000). Powers, C. M. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. . *Physical Therapy*, pp. 956-964.
- Rajaratnam, B., Goh, J., & Kumar, P. (2013). Control strategies to re-establish glenohumeral stability after shoulder injury. *BMC Sports Science, Medicine, and Rehabilitation*.
- Sabari, J. S., Maltzev, I., Lubarsky, D., Liskay, E., & Homel, P. (1998). Goniometric assessment of shoulder range of motion: comparison of testing in supine and sitting positions. *Arch Phys Med Rehabil*, 647-651.
- Sciascia, A., Kuschinsky, N., Nitz, A. J., & Mair, S. (2012). Electromyographical comparison of four common shoulder exercises in unstable and stable shoulders. . *Rehabilitation Research and Practice*, 1-11.
- Seitz, A. L., & Uhl, T. L. (2012). Reliability and minimal detectable change in scapulothoracic neuromuscular activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 968-974.
- Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H., Hermens, H., . . . Stokes, M. (15 de maio de 2013). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation and biomechanics in young adults.
- Marôco J. Análise estatística com o PASW Statistics. 1 ed. Pêro Pinheiro: ReportNumber, Lda.; 2010.

